

532789

FIGE' 1070

25 APR 2005

101532789

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19)世界知的所有権機関
国際事務局(43)国際公開日
2004年5月6日 (06.05.2004)

PCT

(10)国際公開番号
WO 2004/038397 A1

(51)国際特許分類7: G01N 27/327

(21)国際出願番号: PCT/JP2003/013505

(22)国際出願日: 2003年10月22日 (22.10.2003)

(25)国際出願の言語: 日本語

(26)国際公開の言語: 日本語

(30)優先権データ:
特願2002-311712

2002年10月25日 (25.10.2002) JP

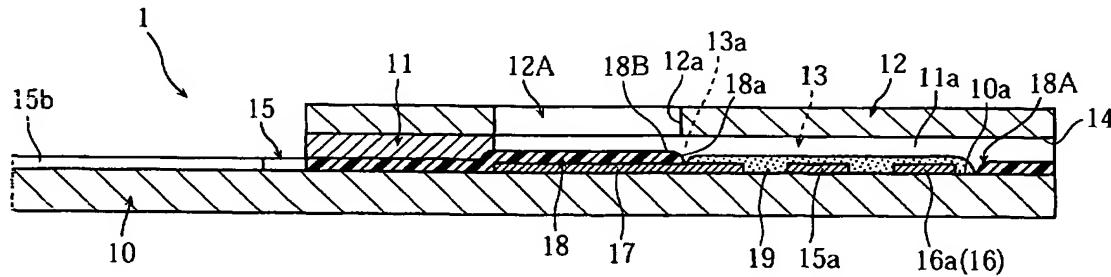
(71)出願人(米国を除く全ての指定国について): アークレイ株式会社 (ARKRAY, INC.) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府京都市南区東九条西明田町57 Kyoto (JP).

(72)発明者; および

(75)発明者/出願人(米国についてのみ): 日下靖英 (KUSAKA, Yasuhide) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府京都市南区東九条西明田町57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP). 佐藤義治 (SATO, Yoshiharu) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府京都市南区東九条西明田町57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP). 森田悦在 (MORITA, Yoshimitsu) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府京都市南区東九条西明田町57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP).

(54) Title: ANALYTICAL TOOL

(54)発明の名称: 分析用具



(57) Abstract: An analytical tool (1) comprising a substrate (10), and a capillary (13) disposed on this substrate (10) and adapted to be charged with a sample liquid by internally moving the sample liquid. The substrate (10) is provided with a liquid movement inhibition means for inhibiting the sample liquid charged into the capillary (13) from moving. The liquid movement inhibition means is installed at a step (18B) projecting from the substrate or installed at the substrate and is constructed preferably as having a recess, for example.

(57) 要約: 本発明は、基板(10)と、この基板(10)上に設けられ、かつ内部において試料液を移動させることによって試料液が充填されるキャピラリ(13)と、を備えた分析用具(1)に関するものである。基板(10)には、キャピラリ(13)に充填された状態の試料液が移動するのを抑制するための液移動抑制手段が設けられている。液移動抑制手段は、基板から突出した段部(18B)あるいは基板に設けられ、たとえば凹部を有するものとして構成するのが好ましい。

WO 2004/038397 A1

明細書

分析用具

5 技術分野

本発明は、試料液に含まれる特定成分を分析するために使用される分析用具に関する。

背景技術

10 血液中のグルコース濃度を測定する場合、簡易な手法として、使い捨てとして構成されたバイオセンサを利用する方法が採用されている(たとえば日本国特公平8 - 10208号公報参照)。バイオセンサとしては、たとえば本願の図11および図12に示したバイオセンサ9のように、血糖値の演算に必要な応答電流値を、作用極90および対極91を利用して測定できるように構成されたものがある。バイオ
15 センサ9は、基板92上に、スリット93aが形成されたスペーサ93を介して、カバー94を積層した構成を有している。基板92上には、これらの要素92~94により、キャピラリ95が規定されている。このキャピラリ95は、毛細管力により血液を移動させ、かつ血液を保持するためのものである。キャピラリ95は、血液を導入するための導入口96と、キャピラリ95の内部を血液が移動する際にキャピ
20 ラリ95の内部の気体を排出するための排気口97と、を介して外部と連通している。

基板92上には、絶縁層98、および試薬部99が設けられている。絶縁層98は、作用極90および対極91の両端部90a, 90b, 91a, 91bを露出させるようにして、作用極90および対極91を覆っている。試薬部99は、作用極90および対極91の端部90a, 25 91aを覆うように形成されており、たとえば酸化還元酵素および電子伝達体を含んだ固体状とされている。

血糖値を測定する場合には、バイオセンサ9を濃度測定装置(図示略)に装着した上で、図13に示したように、導入口96を介してキャピラリ95の内部に血液BLが導入される。キャピラリ95の内部においては、血液BLの移動が排気口97

の縁97aにおいて停止し、血液BLによって試薬部99が溶解させられて液相反応系が構築される。この液相反応系に対しては、濃度測定装置の電源によって、作用極90および対極91を介して電圧を印加することができ、そのときの応答電流値は、作用極90および対極91を利用して、血糖値測定装置(図示略)において測定することができる。応答電流値は、液相反応系における電子伝達物質と作用極90の端部90aとの間の電子授受量を反映したものとして得られる。すなわち、応答電流値は、作用極90の周りに存在し、かつ作用極90の端部90aと電子の授受を行える電子伝達物質の量に相関している。

しかしながら、バイオセンサ9を使用して濃度測定を行った場合に、測定濃度が実際の濃度よりも大きな値となるときがあった。この原因を解明するために、本発明者がいくつかのサンプルを使用して、酸化電流の値の経時的変化を測定してみた。そうすると、図14に酸化電流のタイムコースの一例を示したように、本来であれば単調減少すべき酸化電流の値が、図において円で囲んだように、ある瞬間に酸化電流の値が突然大きくなる場合があることがわかった。そのため、このような現象が偶然にも血糖値を演算するための酸化電流測定時に生じた場合には、その測定結果は本来得られる値よりも大きな値となる。

そこで、本発明者は、上記した現象が見られた複数のサンプルを検証した。その結果、図15に一例を示したように、基板92の表面において、血液BLが排気口97の縁97aを越えた部分にまで達しているという共通点があった。これに対して、酸化電流の突然の上昇が生じていないサンプルにおいては、血液BLが排気口97の縁97aにおいて留まっていた(図13参照)。

このような相違点からは、酸化電流の突然の上昇が血液BLの再移動、すなわち排気口97の縁97aにおいて留まっていた血液BLが排気口97の縁97aを超えた部分にまで移動したことによるものと考えることができる。

すなわち、血液BLを含んだ液相反応系に対して電圧が印加されれば、電子伝達物質と作用極90の端部90aとの間で電子授受が行われる。そのため、血液BLの進行が抑止した状態において、作用極90における端部90aの表面では、還元体の占める割合が小さくなり、酸化電流も小さくなる。このような状態において血液BLが移動した場合には、導入口96側から作用極90における端部90aの表面に還元体

が移動し、端部90 a の表面における還元体の割合が一時的に大きくなってしまう。その結果、還元体と作用極90の端部90 a の表面との間での電子授受量が突然に大きくなるため、酸化電流の値が単調減少することなく一時的に大きくなる。

5 発明の開示

本発明は、基板上にキャピラリが設けられた分析用具を用いて試料の分析を行う場合に、キャピラリに充填された試料液が再移動することを抑制し、試料の分析を適切に行えるようにすることを目的としている。

本発明においては、基板と、この基板上に設けられ、かつ内部において試料を移動させることによって試料液が充填されるキャピラリと、を備えた分析用具であって、上記基板には、上記キャピラリに充填された状態の試料液が移動するのを抑制するための液移動抑制手段が設けられている、分析用具が提供される。

液移動抑制手段は、たとえば基板から突出した段部を有するものとして構成される。段部は、たとえば基板上に設けられた導体層と、この導体層を覆う絶縁層と、によって形成される。

上記分析用具は、たとえば基板上に設けられ、かつ試料液に対して電圧を印加するために利用される複数の電極をさらに備えたものとして構成される。

導体層は、たとえば試料液に対する電圧の印加に寄与しないダミー電極として形成される。ダミー電極は、複数の電極と同時に形成することができる。

複数の電極は、たとえば分析に必要な量の試料液がキャピラリの内部に供給されたか否かを検知するために利用される検知電極を含んだものとして構成される。この場合、導体層としては、検知電極を利用することができる。導体層は、複数の電極における検知電極以外の電極によって構成することもできる。

上記分析用具は、たとえばキャピラリにおいて試料液を移動させる際に、上記キャピラリの内部の気体を排出するための排気口をさらに備えたものとして構成される。この場合、絶縁層は、複数の電極の一部を露出させるとともにキャピラリに沿って延びる開口部を有し、開口部における試料液の流れ方向の最下流点が上記排気口における試料液の流れ方向の最上流点と、上記基板の厚み方向において同一または略同一直線上に設けるのが好ましい。

液移動抑制手段は、基板に設けられた凹部を有するものとして構成することもできる。

凹部は、たとえば基板を貫通する貫通孔として形成される。貫通孔は、分析用具が上記排気口を備えている場合においては、基板の厚み方向において、貫通孔と同軸または略同軸上に設けるのが好ましい。
5

凹部における試料の流れ方向の最上流点は、たとえば排気口における試料の流れ方向に最上流点と、基板の厚み方向において、同一または略同一直線状に設けるのが好ましい。

10 図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1の実施の形態に係るバイオセンサの一例を示す分解斜視図である。

図2は、図1に示したバイオセンサの断面図である。

図3は、図1に示したバイオセンサを用いた血糖値測定手法を説明するための
15 断面図である。

図4は、図1に示したバイオセンサを用いた血糖値測定手法を説明するための断面図である。

図5は、本発明の第2の実施の形態に係るバイオセンサの断面図である。

図6は、図5に示したバイオセンサからカバーおよびスペーサを取り除いた状
20 態を示す斜視図である。

図7は、本発明の第3の実施の形態に係るバイオセンサを示す断面図である。

図8は、本発明の第4の実施の形態に係るバイオセンサを示す断面図である。

図9は、図8に示したバイオセンサからカバーおよびスペーサを取り除いた状態を示す斜視図である。

25 図10は、本発明第5の実施の形態に係るバイオセンサを示す断面図である。

図11は、従来のバイオセンサの一例を示す分解斜視図である。

図12は、図11に示したバイオセンサの断面図である。

図13は、図11に示したバイオセンサにおけるキャピラリに血液を導入した状態を示す断面図である。

図14は、図11に示したバイオセンサを使用したときに、応答電流値が突然大きくなるときのタイムコースの一例を示すグラフである。

図15は、図11に示したバイオセンサにおけるキャピラリに血液を導入した後ににおいて、血液が再移動した状態を示す断面図である。

5

発明を実施するための最良の形態

以下においては、本発明の第1ないし第5の実施の形態に係るバイオセンサについて説明する。

まず、本発明の第1の実施の形態に係るバイオセンサについて、図1ないし図4
10 を参照して説明する。

図1および図2に示したバイオセンサ1は、使い捨てとして構成されたものであり、図3および図4に示したように濃度測定装置Yに装着して使用するものである。

図1および図2に示したように、バイオセンサ1は、長矩形状の基板10に対して、スペーサ11を介してカバー12を積層した形態を有している。バイオセンサ1においては、各要素10～12により、基板10の長手方向に延びるキャピラリ13が規定されている。キャピラリ13は、導入口14から導入された血液を、毛細管現象を利用して基板10の長手方向に移動させ、かつ導入された血液を保持するためのものである。

20 スペーサ11は、キャピラリ13の高さ寸法を規定するためのものである。このスペーサ11には、先端部が開放したスリット11aが形成されている。スリット11aは、キャピラリ13の幅寸法を規定するためのものであり、スリット11aにおける先端の開放部分は、キャピラリ13の内部に血液を導入するための導入口14を構成している。

25 カバー12には、貫通孔12Aが形成されている。貫通孔12Aは、キャピラリ13の内部の気体を外部に排気するためのものである。カバー12は、たとえばビニロンなどにより形成されて全体が親水性の高いものとされ、あるいはキャピラリ13を臨む面に親水処理が施されている。親水処理は、たとえば紫外線を照射することにより、あるいはレシチンなどの界面活性剤を塗布することにより行われる。

基板 10 の上面 10 a には、作用極 15、対極 16、ダミー電極 17、絶縁膜 18 および試薬部 19 が形成されている。

作用極 15 および対極 16 は、キャピラリ 13 の内部の血液に電圧を印加し、あるいは血液から供給される電子の量を応答電流として測定するために利用されるものである。作用極 15 および対極 16 の端部 15 a, 16 a は、血液と接触させるための部分であり、基板 10 の短手方向に延び、かつ長手方向に並んでいる。作用極 15 および対極 16 の端部 15 b, 16 b は、濃度測定装置 Y に設けられた端子 Ya (図 3 および図 4 参照) に接触させるための部分である。このような作用極 15 および対極 16 は、たとえば導電ペーストを用いたスクリーン印刷により形成することができる。導電ペーストとしては、カーボン粉末、バインダ樹脂および溶媒を含むものを使用することができる。

ダミー電極 17 は、絶縁膜 18 の高さ位置を、カバー 12 における貫通孔 12 A の最上流点 12 a において底上げするためのものであり、基板 10 の長手方向において作用極 15 および対極 16 の端部 15 a, 16 a と並ぶように形成されている。

ダミー電極 17 は、たとえばスクリーン印刷によって作用極 15 および対極 16 と一緒に形成することができる。このようにすれば、ダミー電極 17 を形成するに当たって、バイオセンサ 1 の製造工程を追加する必要がないため、作業性効率が悪化することはない。

絶縁膜 18 は、作用極 15、対極 16、およびダミー電極 17 の大部分を覆っている。この絶縁膜 18 は、キャピラリ 13 の内部に位置する開口部 18 A を有しており、この開口部 18 A を介して、作用極 15 および対極 16 の端部 15 a, 16 a の一部と、ダミー電極 17 の一部と、を露出させている。開口部 18 A の下流縁 18 a は、貫通孔 12 A における最上流点 12 a の略直下に位置している。このため、キャピラリ 13 の下流端部 13 a においては、基板 10 の上面 10 a からダミー電極 17 および絶縁膜 18 の一部が段部 18 B として上方に突出した格好となっており、下流端部 13 a の断面積が他の部分 において小さくなっている。したがって、キャピラリ 13 の下流端部 13 a においては、段部 18 B によって基板 10 の上面 10 a における血液が再移動を抑制することが可能となる。

試薬部 19 は、たとえば固形状に形成されており、作用極 15 の端部 15 a と対極 16

の端部16aとの間を橋渡すとともに、絶縁膜18の開口部18Aを塞ぐようにして形成されている。この試薬部19は、相対的に多量の電子伝達体に対して相対的に少量の酸化還元酵素を分散させたものである。電子伝達体としては、たとえば鉄やRuの錯体が使用される。鉄錯体としては、たとえばフェリシアン化カリウムが挙げられ、Ru錯体としては、たとえばNH₃を配位子とするものが挙げられる。酸化還元酵素は、濃度測定の対象となる試料液中の特定成分の種類によって選択される。特定成分としては、たとえばグルコースやコレステロールが挙げられる。このような特定成分に対する酸化還元酵素としては、グルコースデヒドロゲナーゼ、グルコースオキシダーゼ、ヘキソキナーゼ、コレステロールデヒドロゲナーゼ、コレステロールオキシダーゼなどが挙げられる。

バイオセンサ1は、図3に示すように、濃度測定装置Yに装着して使用するものであり、一対の端子Yaの他、図面上には表れていないが、バイオセンサ1に導入された血液を分析するための分析回路を備えたものとして構成されている。一対の端子Yaは、濃度測定装置Yにバイオセンサ1を装着したときに、作用極15および対極16の端部15b, 16bと接触するように配置されている。分析回路は、たとえば一対の端子Yaを介して電圧を印加するとともにそのときの応答電流を測定するための機能と、応答電流に基づいて血液の分析に必要な演算を行う機能とを備えたものとして構成されている。

図3および図4に示すように、濃度測定装置Yにバイオセンサ1を装着した状態においてキャピラリ13に血液BLを導入した場合には、血液BLは、毛細管現象によりキャピラリ13の内部を移動した後、カバー12における貫通孔12Aの最上流点12aにおいて移動が停止させられる。

キャピラリ13においては、血液BLの導入によって試薬部19が溶解し、たとえば電子伝達体、酸化還元酵素および血液によって液相反応系が構築される。このとき、たとえば血液BLの特定成分が酸化され、その一方で電子伝達体が還元される。その結果、液相反応系においては、血液BLの特定成分の濃度に応じて、電子伝達物質の還元体が生成される。一方、液相反応系に対して、作用極15および対極16を介して電圧を印加すれば、たとえば電子伝達物質の還元体と作用極15の端部15aとの間で電子授受が行われる。濃度測定装置Yにおいては、分析回路によって

電子授受量がたとえば酸化電流値として測定され、その測定結果に基づいて、血液BLにおける特定成分の濃度が演算される。濃度演算は、たとえば電流値と濃度との関係を示す検量線を予め作成しておいた上で、測定電流値を検量線に当てはめることにより行われる。

5 バイオセンサ1では、キャピラリ13に充填された後の血液BLの再移動は、ダミー電極17および絶縁膜18によって構成される段部18Bによって抑制されている。そのため、バイオセンサ1では、電子伝達物質と作用極15との間の電子授受に基づく電流値が突然大きくなることが抑制されている。したがって、バイオセンサ1では、血液の再移動に起因した分析精度の低下を抑制することができるようになる。

10 バイオセンサ1では、絶縁膜18は、ダミー電極17によりカバー12における貫通孔12Aの最上流点12aに対応する部分において底上げがなされていたが、作用極15または対極16の形成位置を変更して、作用極15または対極16によって絶縁膜18の対応箇所の底上げを行うようにしてもよい。

15 次に、本発明の第2ないし第5の実施の形態に係るバイオセンサについて、図5ないし図10を参照しつつ説明する。ただし、以下において参照する図面においては、先に説明したバイオセンサ1と同様な要素については、同一の符号を付してあり、重複説明は省略するものとする。

20 図5および図6は、本発明の第2の実施の形態に係るバイオセンサ2およびその要部を示すものである。

このバイオセンサ2は、作用極15および対極16の他に、検知電極27を備えたものであり、その代わりにダミー電極17(図1および図2参照)が省略されている。

25 検知電極27は、作用極15または対極16と組み合わされることによって、分析に必要な量の血液BLがキャピラリ13に充填されたか否かを検知するために利用されるものである。検知電極27は、端部27Aを除いて絶縁膜28によって覆われている。検知電極27は、端部27Bにおける上流縁27bがカバー12の貫通孔12Aにおける最上流点12aよりも若干上流側に位置するように設けられている。

絶縁膜28には、開口部28Aが設けられており、この開口部28Aによって作用極15および対極16の端部15a, 16aが露出している。開口部28Aは、下流縁28aがカ

バー12の貫通孔12Aにおける最上流点12aの直下に位置するように形成されている。

このバイオセンサ2では、開口部28Aの下流縁28aが検知電極27の端部27Bによって底上げされ、基板10において、貫通孔12Aの最上流点12aに対応する部分5に段部28Bが設けられた格好とされている。そのため、バイオセンサ2においても、基板10の上面10aに沿った血液BLの再移動を抑制し、血液BLの分析を適切に行えるようになる。

なお、一対の検知電極を設け、これらの検知電極により分析に必要な量の血液がキャピラリに充填されたか否かを検知するようにバイオセンサを構成する一方10で、一対の検知電極における一方の検知電極によって、血液の再移動を抑制するための段部を設けてもよい。

図7は、本発明の第3の実施の形態に係るバイオセンサ3を示すものである。

このバイオセンサ3は、絶縁層38上に凸部38Bを設けたものである。凸部38Bは、カバー12における貫通孔12Aの最上流点12aに対応する部分に設けられている。
15

バイオセンサ3では、凸部38Bによって基板10の上面10aに沿った血液BLの再移動を抑制することができるため、血液BLの分析を適切に行えるようになる。

なお、凸部38Bは、導体および絶縁体のいずれにより構成してもよく、また基板10の上面10aに凸部38Bを直接形成してもよい。

20 図8および図9は、本発明の第4の実施の形態に係るバイオセンサ4およびその要部を示すものである。

このバイオセンサ4は、基板40に凹部40Bを設けたものである。この凹部40Bは、円形に形成されており、その最上流点40bがカバー12における貫通孔12Aの最上流点12aの直下に位置するように形成されている。

25 作用極15および対極16は、第1の実施の形態と同様に、開口部48Aを有する絶縁膜48によって覆われている。絶縁膜48の開口部48Aは、直線状開口部481Aおよび円形状開口部482Aを有するものとして形成されている。直線状開口部481Aは、基板40の短手縁40Cの近傍から凹部40Bにおける最上流点40bに至っている。円形状開口部482Aは、直線状開口部481Aに繋がるとともに凹部40Bを露出させるため

に円形状に形成されている。

バイオセンサ4においては、凹部40Bによってカバー12における貫通孔12Aの最上流点12aの直下に段部48Bが形成されている。そのため、バイオセンサ4では、段部48B(凹部40B)によって基板40の上面40aに沿った血液BLの再移動を抑制することができるため、血液BLの分析を適切に行えるようになる。
5

なお、凹部40Bの形状は、図示した円形に限らず、多角形などのその他の形状であってもよい。

図10には、本発明の第5の実施の形態に係るバイオセンサ5を示すものである。

このバイオセンサ5は、本発明の第4の実施の形態に係るバイオセンサ4において、凹部40A(図8および図9参照)に代えて、基板50に貫通孔50Aを設けたものである。この貫通孔50Aは、カバー12における貫通孔12Aの直下において、貫通孔12Aに対応した形状に形成されている。すなわち、基板50における貫通孔50Aの最上流点50aは、カバー12における貫通孔12Aの最上流点12aの直下に位置している。このような基板50の貫通孔50Aは、カバー12の貫通孔12Aと同時に打ち15抜き加工により形成することができる。

このバイオセンサ5においても、バイオセンサ4(図8および図9参照)と同様な作用により、貫通孔50Aによって血液BLの再移動を抑制し、血液BLの分析を適切に行えるようになる。

バイオセンサ5においては、基板50の貫通孔50Aをキャピラリ13の内部の気体20を排出するために利用することができるため、その場合には、カバー12の貫通孔12Aを省略してもよい。

基板50の貫通孔50Aの形状は、円形に限らずその他の形状であってもよい。

上述したバイオセンサ1～5は、血液中の特定成分を分析するように構成されていたが、本発明は血液以外の試料液、たとえば尿、唾液、あるいは工業排水における25特定成分を分析する場合にも適用することができる。

本発明は、電極法を利用して試料液の分析を行うように構成されたバイオセンサに限らず、比色により試料液の分析を行うように構成されたバイオセンサにも適用することができる。

請求の範囲

1. 基板と、この基板上に設けられ、かつ内部において試料液を移動させることによって試料液が充填されるキャピラリと、を備えた分析用具であって、
5 上記基板には、上記キャピラリに充填された状態の試料液が移動するのを抑制するための液移動抑制手段が設けられている、分析用具。
2. 上記液移動抑制手段は、上記基板から突出した段部を有している、請求項1に記載の分析用具。
10
3. 上記段部は、上記基板上に設けられた導体層と、この導体層を覆う絶縁層と、によって形成されている、請求項2に記載の分析用具。
4. 基板上に設けられ、かつ試料液に対して電圧を印加するために利用される複
15 数の電極をさらに備えている、請求項3に記載の分析用具。
5. 上記導体層は、試料液に対する電圧の印加に寄与しないダミー電極として形成されている、請求項4に記載の分析用具。
20
6. 上記ダミー電極は、上記複数の電極と同時に形成されたものである、請求項5に記載の分析用具。
7. 上記複数の電極は、分析に必要な量の試料液が上記キャピラリの内部に供給されたか否かを検知するために利用される検知電極を含んでおり、
25 上記導体層は、上記検知電極により構成されている、請求項4に記載の分析用具。
8. 上記キャピラリにおいて試料液を移動させる際に、上記キャピラリの内部の気体を排出するための排気口をさらに備えており、かつ、

上記絶縁層は、上記複数の電極の一部を露出させ、かつ上記キャピラリに沿って延びる開口部を有しており、

上記開口部における試料液の流れ方向の最下流点は、上記排気口における試料液の流れ方向の最上流点と、上記基板の厚み方向において同一または略同一直線上に設けられている、請求項4に記載の分析用具。

9. 上記液移動抑制手段は、上記基板に設けられた凹部を有している、請求項1に記載の分析用具。

10. 10. 上記凹部は、上記基板を貫通する貫通孔として形成されている、請求項9に記載の分析用具。

11. 上記キャピラリにおいて試料液を移動させる際に、上記キャピラリの内部の気体を排出するための排気口をさらに備えており、かつ、

15. 上記貫通孔は、上記基板の厚み方向において、上記貫通孔と同軸または略同軸上に設けられている、請求項10に記載の分析用具。

12. 上記キャピラリにおいて試料液を移動させる際に、上記キャピラリの内部の気体を排出するための排気口をさらに備えており、かつ、

20. 上記凹部における試料の流れ方向の最上流点は、上記排気口における試料の流れ方向に最上流点と、上記基板の厚み方向において、同一または略同一直線状に設けられている、請求項9記載の分析用具。

FIG.1

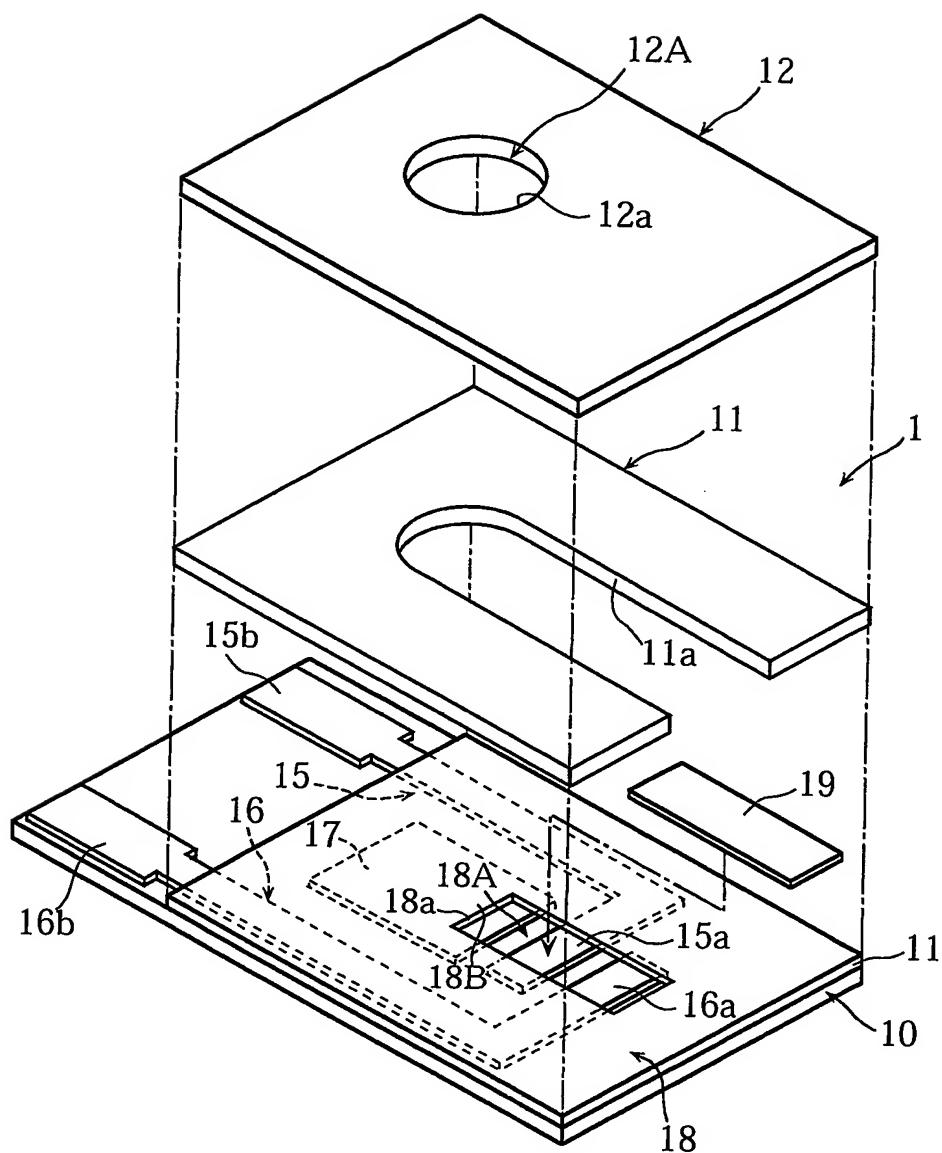


FIG.2

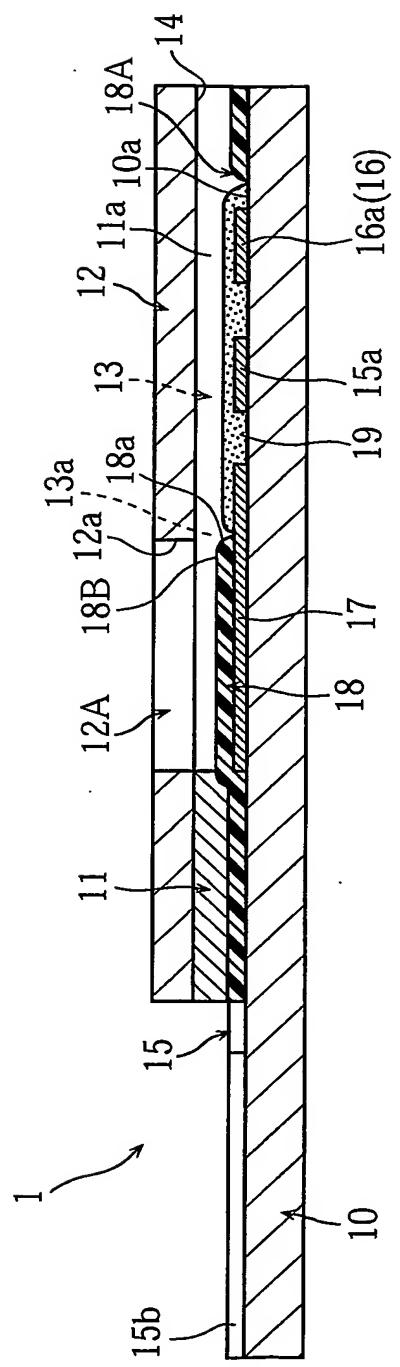


FIG.3

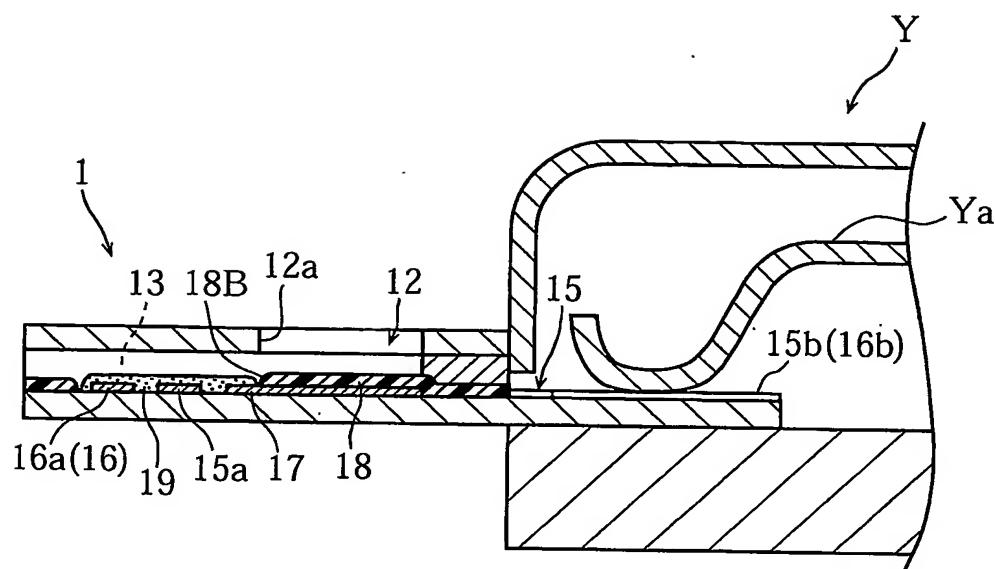


FIG.4

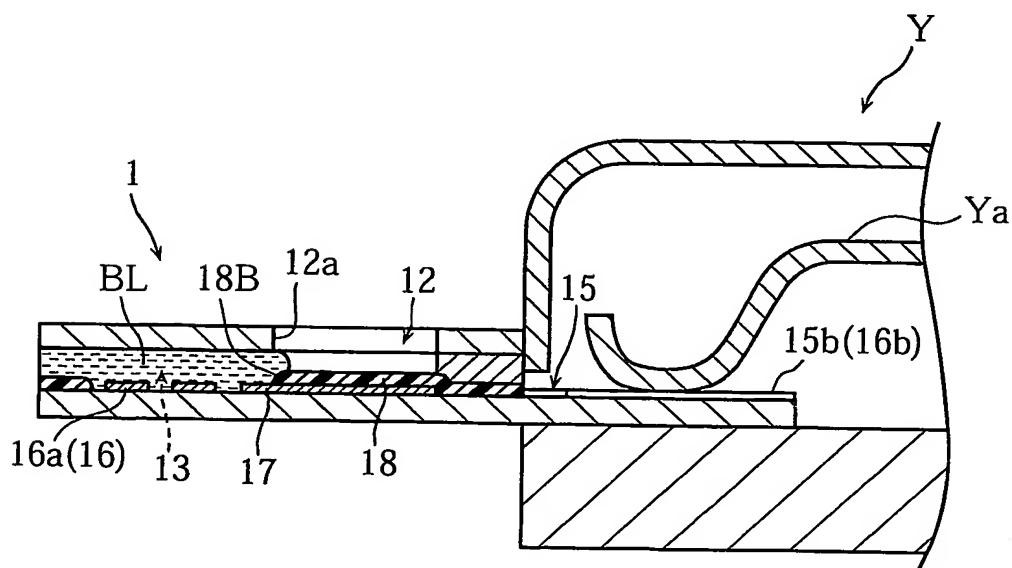


FIG.5

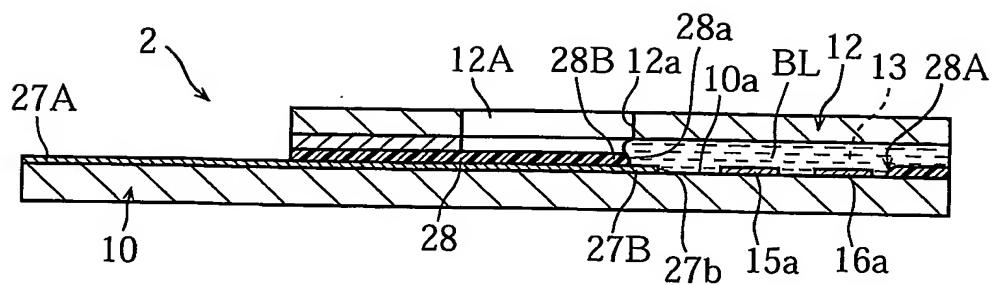


FIG.6

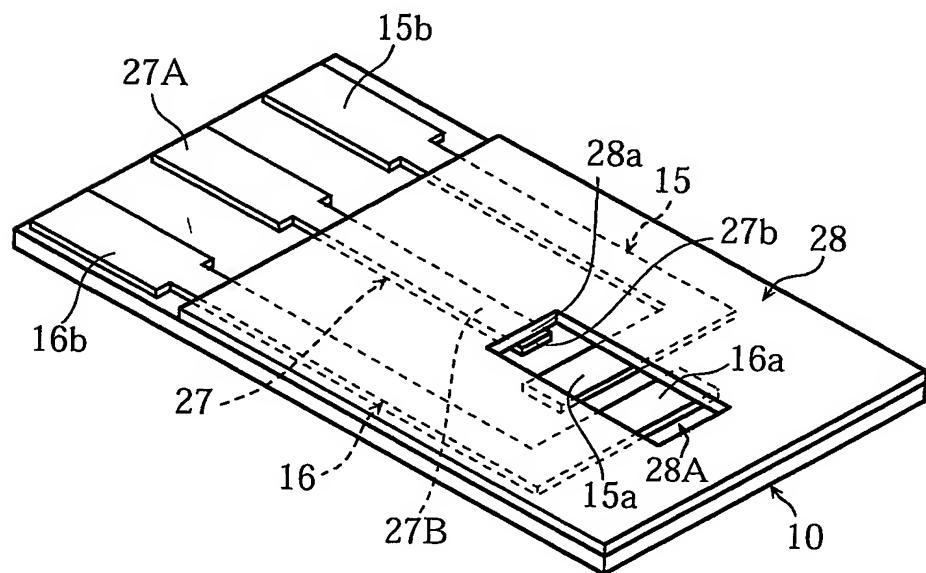


FIG.7

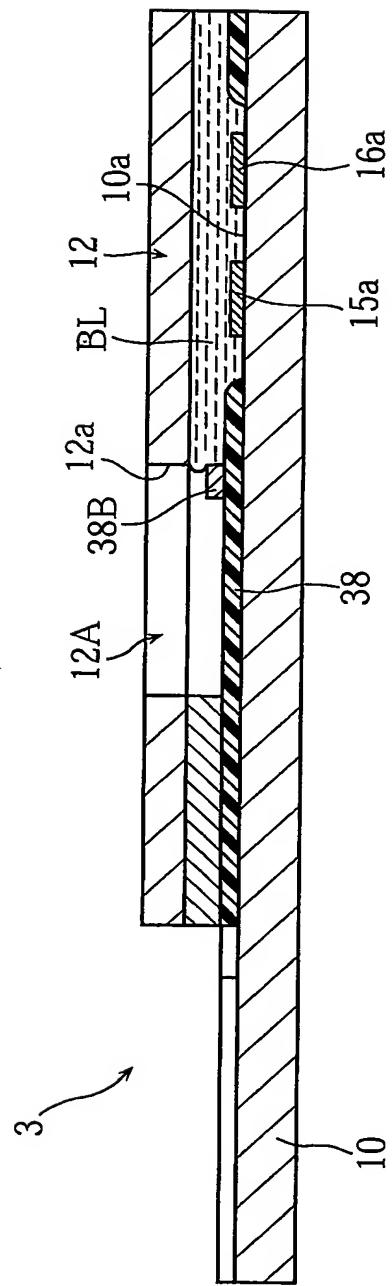


FIG.8

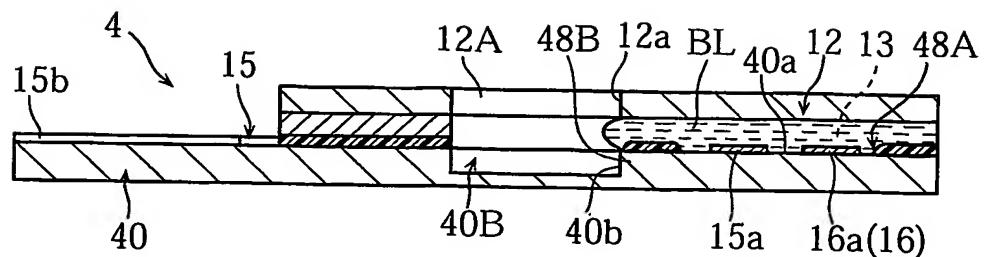


FIG.9

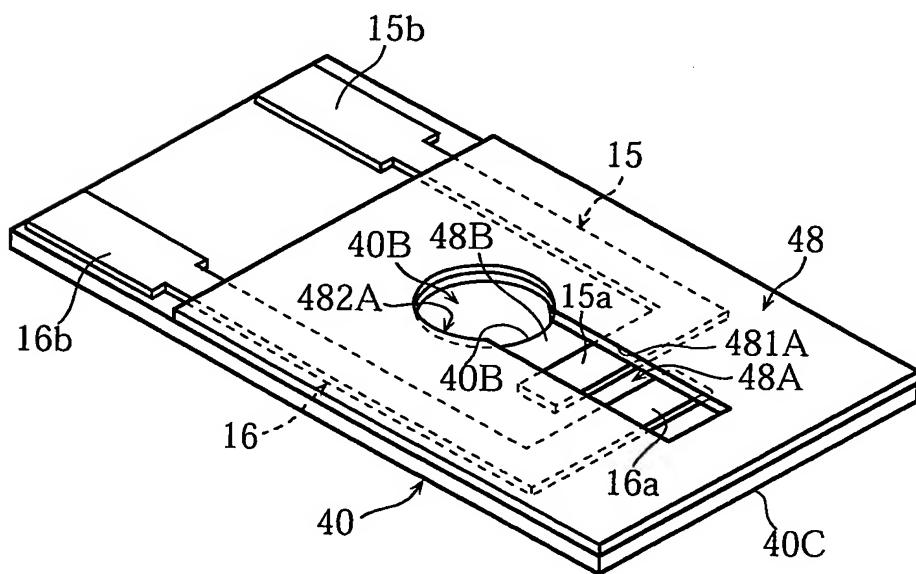


FIG.10

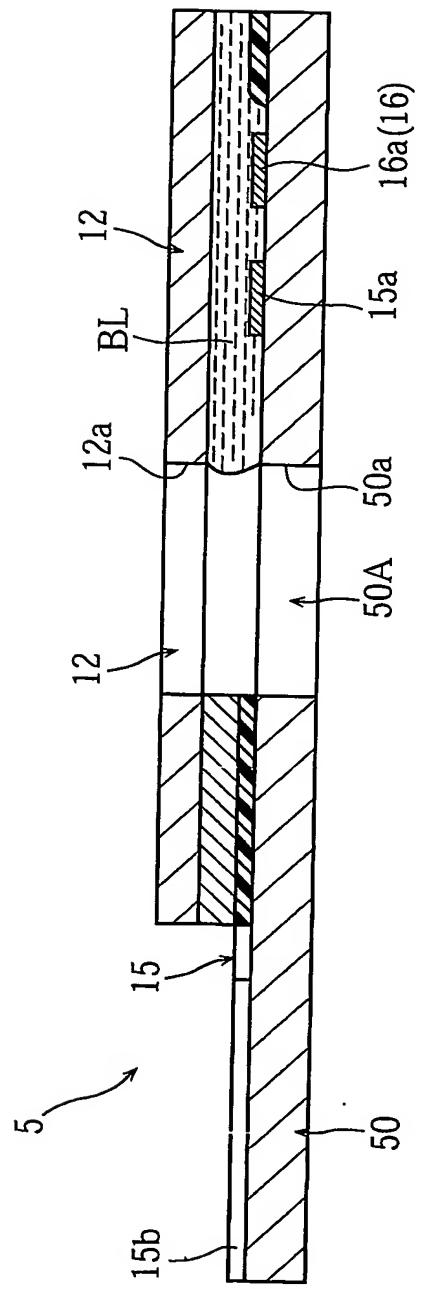


FIG.11
従来技術

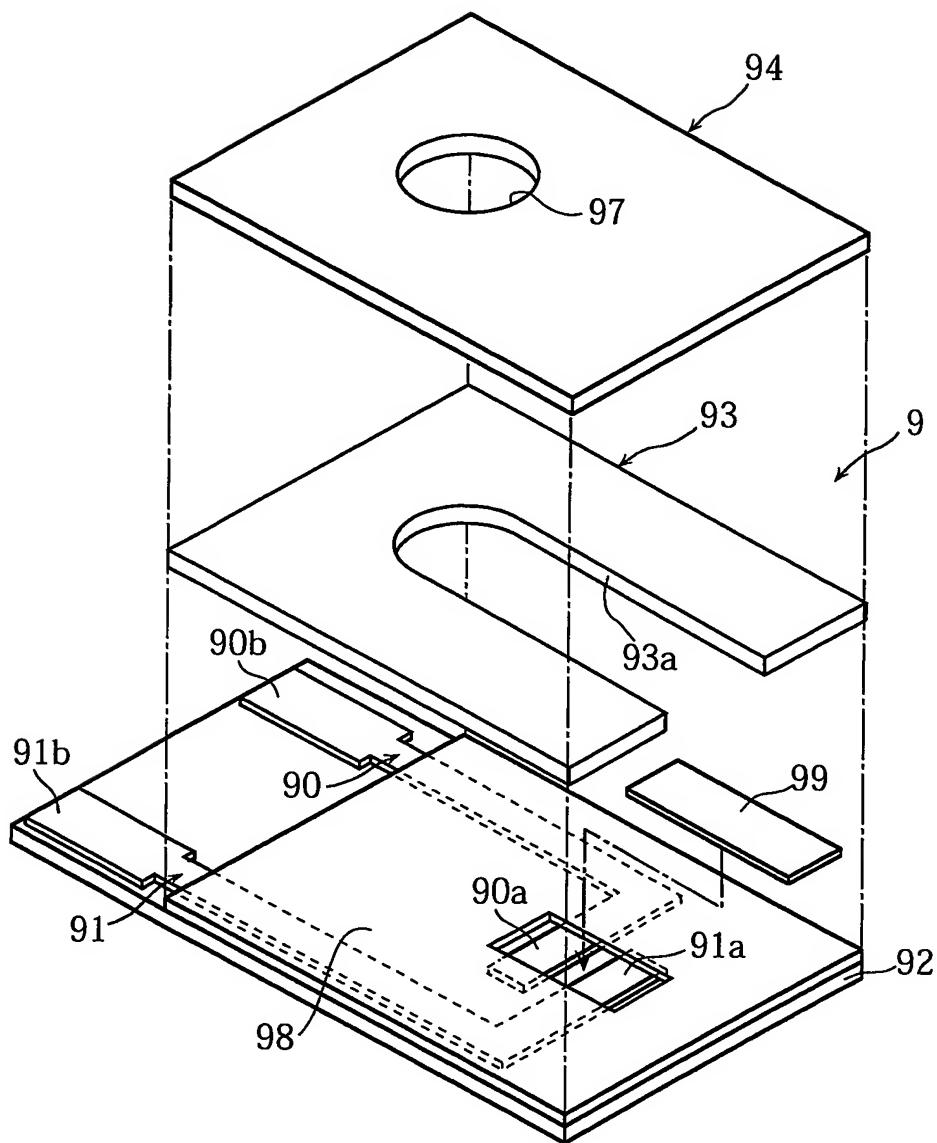


FIG.12
從來技術

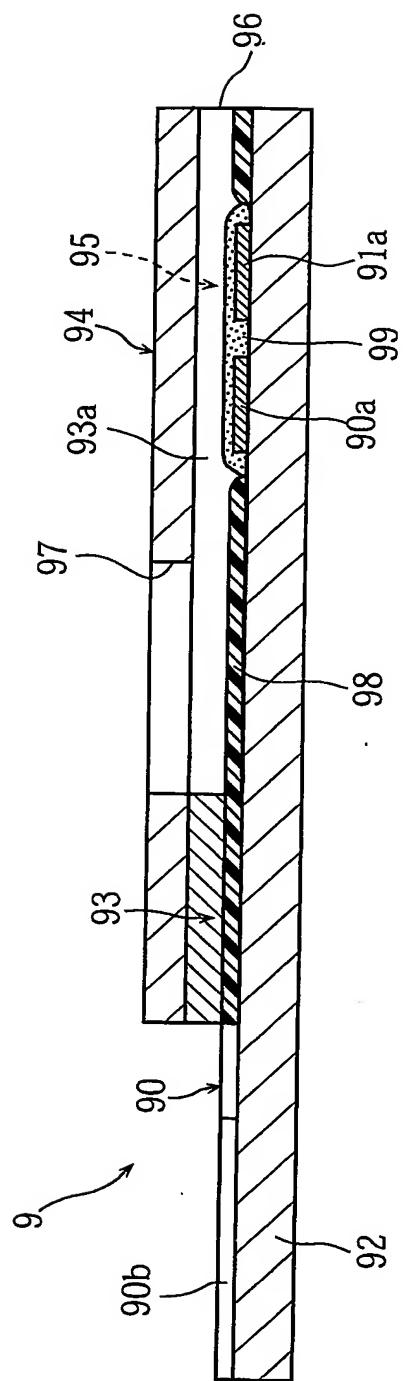


FIG.13
從來技術

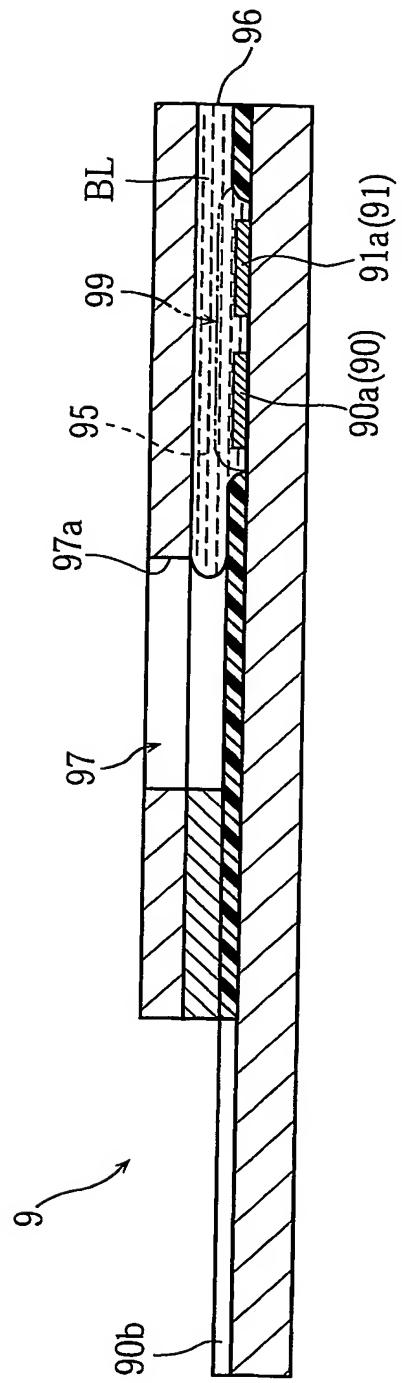


FIG.14
従来技術

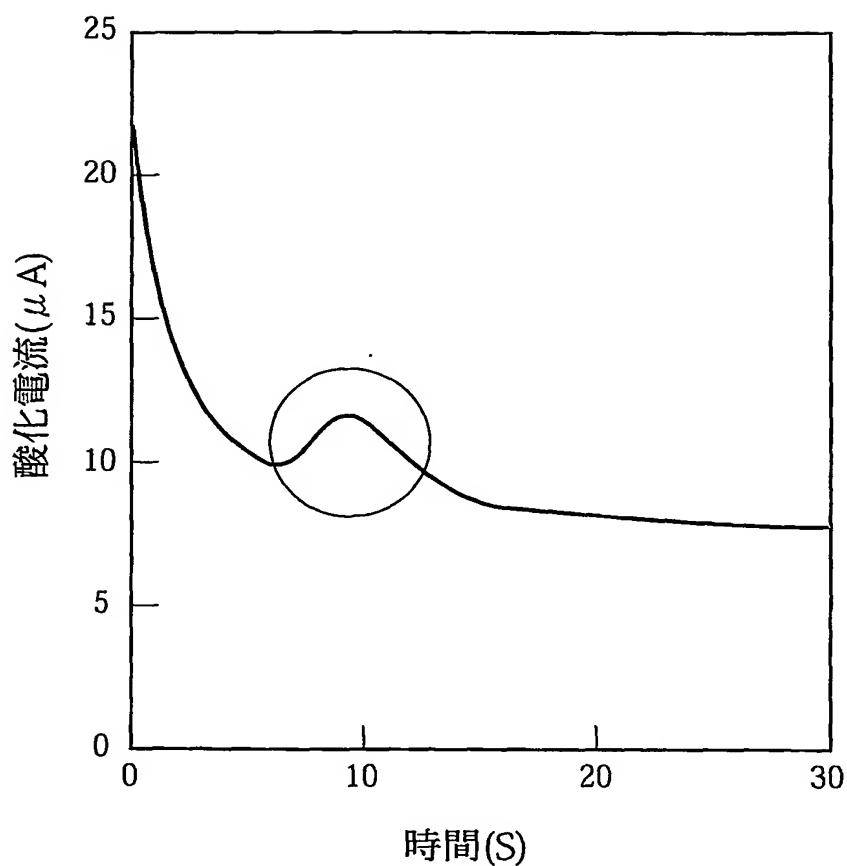
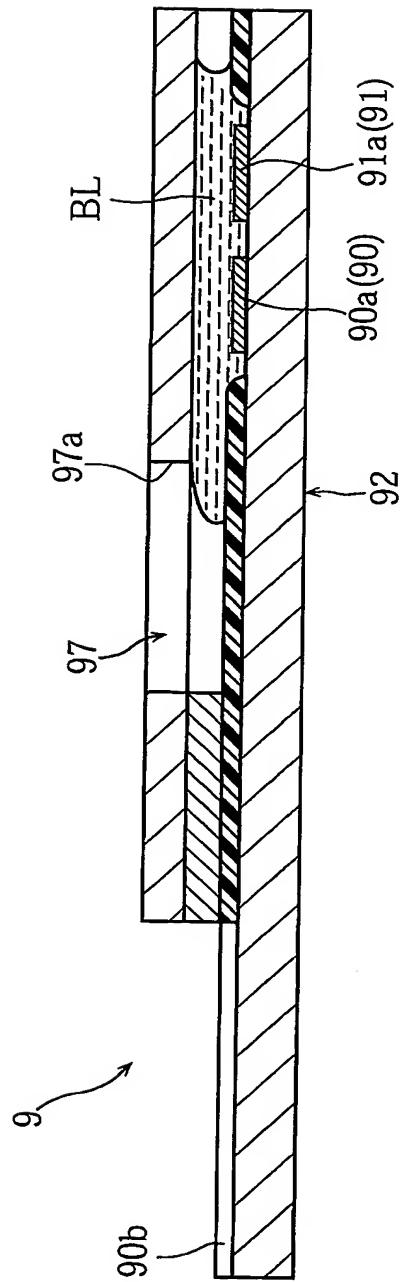


FIG.15
従来技術



25 APR 2005

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13505

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ G01N27/327

10/532789

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G01N27/327

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2002-202283 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 19 July, 2002 (19.07.02), Full text; Figs. 1 to 4 Full text; Figs. 1 to 7 & WO 02/54054 A1 & CN 1406337 T	1,2,9 3-8,10-12
X A	JP 2002-181757 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 26 June, 2002 (26.06.02), Full text; Fig. 2 Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1-3 4-12

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 December, 2003 (09.12.03)Date of mailing of the international search report
13 January, 2004 (13.01.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13505

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-201480 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 27 July, 2001 (27.07.01), Full text; Figs. 1 to 4	1, 2
Y	Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	3-12
X	WO 02/10734 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 07 February, 2002 (07.02.02), Full text; Fig. 1	1, 2, 9
Y	Full text; Figs. 1 to 13 (Family: none)	3-8, 10-12
A	JP 8-320304 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 December, 1996 (03.12.96), Full text; Figs. 1 to 8 & EP 732406 A1 & CA 2153350 A & US 5582697 A1 & US 5650062 A1	1-12
A	JP 9-43189 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 14 February, 1997 (14.02.97), Full text; Fig. 1 (Family: none)	1-12

A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC))

Int. Cl' G01N27/327

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC))

Int. Cl' G01N27/327

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X A	JP 2002-202283 A(松下電器産業株式会社) 2002.07.19 全文、第1-4図 全文、第1-7図 & WO 02/54054 A1 & CN 1406337 T	1, 2, 9, 3-8, 10-12
X A	JP 2002-181757 A(松下電器産業株式会社) 2002.06.26 全文、第2図 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	1-3 4-12

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

09.12.03

国際調査報告の発送日

13.01.04

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官(権限のある職員)

黒田 浩一

印

2 J 9218

電話番号 03-3581-1101 内線 3251

C(続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2001-201480 A(松下電器産業株式会社) 2001.07.27 全文、第1-4図	1, 2
Y	全文、第1-4図 (ファミリーなし)	3-12
X	WO 02/10734 A1(松下電器産業株式会社) 2002.02.07 全文、第1図	1, 2, 9
Y	全文、第1-13図 (ファミリーなし)	3-8, 10-12
A	JP 8-320304 A(松下電器産業株式会社) 1996.12.03 全文、第1-8図 & EP 732406 A1 & CA 2153350 A & US 5582697 A1 & US 5650062 A1	1-12
A	JP 9-43189 A(松下電器産業株式会社) 1997.02.14 全文、第1図 (ファミリーなし)	1-12